

⑩ 日本国特許庁(JP) ⑪ 特許出願公開
⑫ 公開特許公報(A) 平2-97200

⑬ Int. Cl.¹
H 04 R 25/00

⑭ 特 願 昭63-250131
⑮ 出 願 昭63(1988)10月4日

⑯ 公開 平成2年(1990)4月9日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全4頁)

⑰ 発明の名称 電子式快聴器

⑱ 特 願 昭63-250131

⑲ 出 願 昭63(1988)10月4日

⑳ 発 明 者 藤 森 裕 司 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

㉑ 出 願 人 セイコーエプソン株式会社 東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

㉒ 代 理 人 弁理士 上柳 雅彦 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

電子式快聴器

2. 特許請求の範囲

音声を収音する音声入力部、前記音声入力部が収音した音声をデジタル信号に変換し、音声ROMのデータと比較する音声認識部、前記音声認識部の音声認識の結果得られたアドレスに基づいて音声ROMの波形データを出力し、これをアナログの音声データにする音声合成部、前記音声合成部によって得られた音声データを出力として出力する音声出力部を有する電子式快聴器において、前記音声合成部の音声ROMを、前記電子式快聴器の使用者に適合する音声ROM又はプログラムされたRAMに置き換えられることを特徴とする電子式快聴器。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、聴聴器使用者の聴覚度、病状、使用環境に合わせたフィルター、及び音声ROMを備える電子式快聴器に関する。

〔従来の技術〕

従来の聴聴器は、マイクロホンで収音した音をアンプユニットで増幅した後スピーカーで再生して外耳道に送る気導方式と、マイクロホンで収音した音を振動に変えてバイブレイク（振動子）によって頭蓋骨を振動させ内耳に伝える骨導方式があった。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかし、かかる従来の聴聴器は、マイクロホン、アンプユニット、スピーカー等の特性により再生される音が必ずしも聴聴器使用者の聴覚度及び病状に適合して再生されるとは限らず、使用によってはその効果はまちまちであった。また、聴聴器使用者の使用環境によっては、不必要な雑音や必要以上の巨大音が入力されても、それをそのままスピーカーから再生してしまい、聴聴器使用

特開平2-97200 (2)

に不快感を与えるという問題点があった。

(問題を解決するための手段)

そこで上記問題を解決するため、本発明の聴感装置は、音声入力回路と音声出力回路の間に、音声認識部及び音声合成部を挿入し、さらに、これらを構成するフィルター及び音声ROMが、聴感装置使用者の聴感度、病状及び使用環境に合わせて組み込まれ、または交換出来ることを特徴とする。

(実施例)

以下、本発明について実施例に基づいて詳細に説明する。

第1図は、本発明の聴感装置のブロック図である。フィルター回路5はたとえば第2図に示すようなコンデンサー及び抵抗を組み合わせた回路及びその制御部6よりなり、コンデンサーの容量と抵抗値を種々に掛け合わせて得られた時定数の変化により入力音声の波形データの補正をなし、それによって得られた種々の波形のうちもっとも多数である波形データのみを出力音声として出力する回路である。また、このフィルター回路5は

所定周波数のみカットするフィルター、例えばローパスフィルター、ハイパスフィルター等を用意していても構わない。

これらのフィルターは、前述したフィルター制御部6のプログラミングにより、聴感装置使用者の聴感度、病状及び使用環境に合わせてその特性を制御できるようにしている。たとえば、聴感装置使用者の使用環境が、過度の騒音を伴う場所であるならば、その騒音をカットするためにプログラムされたフィルターに切替えられ、聴感装置使用者の使用環境が変化しても、それに対応したフィルターを得られるようになっている。また、フィルター制御部は、そのプログラムを外部から転送できるようにもなっている。

2の音声認識部は、フィルター5によって所定されたアナログの音声信号をデジタル化し、あらかじめ記憶した音声ROM-Aのデータと比較検出したのち音声として認識する回路である。

フィルターによって出力されたアナログの音声信号は、A/Dコンバータ7を通してデジタル信

号に変換された後、音声分析回路8のデジタル・BPF(Band Pass Filter)により各サンプルごとのスペクトル情報に変換される。

このスペクトル情報は、正規化回路9で聴感による入力音声の聴感度を少なくする(パワー正規化)、有音無音判定及びスペクトルの正規化が行われた後、有音判定を受けた入力音声がいっぱい、いつ終わったのか検出される。

これらのプロセスを経て得られたデジタルデータは、データの内容が変わるとパルスを出す検出回路10に入力された後、照合回路11で音声ROM-Aの内容と比較され、一致すると一致信号を禁止回路14及び合成アドレス制御回路12へ出力する。

3の音声合成部は、音声認識部により得られた音声データを、デジタル化した音声データを持つ音声ROM-Bのデータに変換し、音声合成して出力する回路である。

前述した検出回路10から発せられたデータ内

容の変化したことを知らせるパルスは、アドレス制御回路12のリセット端子に入力され、入力音声が増加するたびにアドレス制御回路12をリセットするので、アドレス制御回路12はそのたびに、プログラミングされたアドレスをはじめから合成アドレス制御回路と音声ROM-Aに出力する。これを受けて音声ROM-Aは、アドレス制御回路により指定されたアドレスのデータ照合回路に次々と出力する。

アドレス制御回路12により指定されたアドレスを受け取った合成アドレス制御回路13は、照合回路から一致信号がないとクロックに同期してそのアドレス内容を消去し、一致信号がくるとクロックに同期してそのアドレス内容を音声ROM-Bに出力する。音声ROM-Bは、合成アドレス制御回路からのアドレスが入力されると合成アドレス制御回路の指定したアドレスのデータを禁止回路14に送るようにプログラムされている。このとき、禁止回路14は、照合回路からの一致信号を受けて働いているので、データはD/A変

特開平2-97200 (3)

換回路15に出力される。

D/A変換回路によりアナログ化され増幅となったデータは、ローパスフィルタ16を通じて滑らかな波形となり、アンプユニットで増幅された後、スピーカにより音源として出力される。なおスピーカの代わりにバイブレータ（振動子）を使用して、音伝導方式としても良い。

このとき、上述した音楽ROM-Bは、補聴器使用者の聴覚度、病状及び使用環境に合わせて組み込まれ、または交換出来るようになっており、音楽ROMにプログラムされたデータは、たとえば補聴器使用者が高音域の聴覚症状者ならば、高音域を強調した音声データをもっているか、または低音域を強調した音声データに切り替えられるようになっている。

また、音楽ROM-Bは、補聴器使用者の聴覚度、病状及び使用環境に合わせてプログラムの変更が可能なRAMであってもよい。

（発明の効果）

以上述べたように、本発明の電子式補聴器は、

フィルタ制御部のプログラムを記憶することにより、補聴器使用者の聴覚度、病状及び使用環境に合わせてそのフィルタ特性を制御できるようになっており、補聴器使用者の使用環境に適合した極めて正確な音声データを得ることができる。

また、上述した音楽ROMは、補聴器使用者の聴覚度、病状及び使用環境に合わせて組み込まれ、または交換できるようになっているので、補聴器使用者の必要とする極めて快適な音声が得られる。

4. 図面の簡単な説明

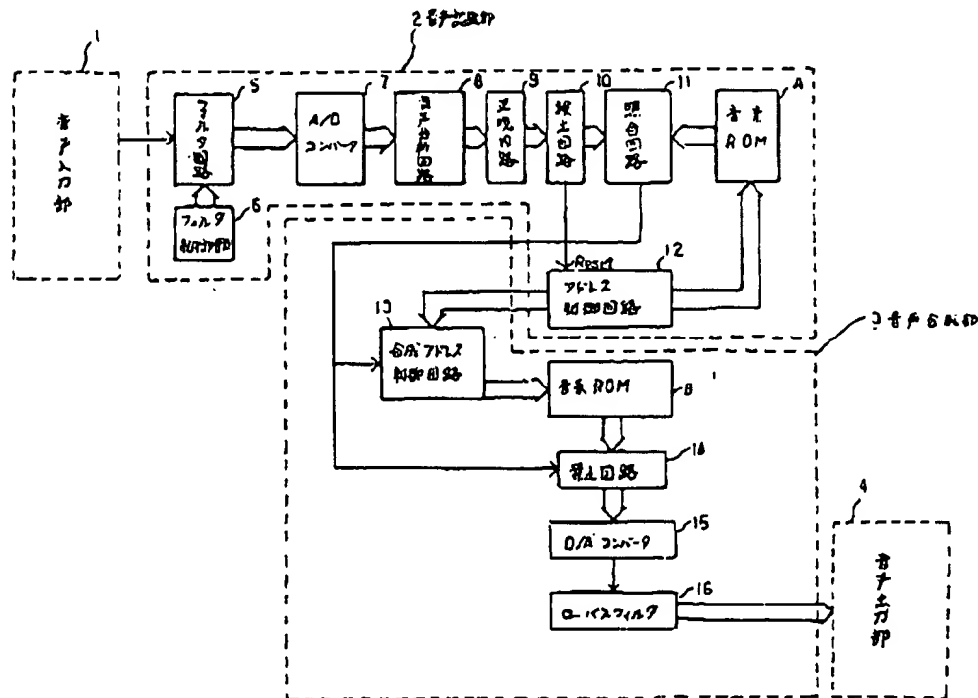
第1図は本発明の実施例である電子式補聴器のブロック図。

第2図は本発明の電子式補聴器のフィルタ制御部の一例を示す回路図。

以 上

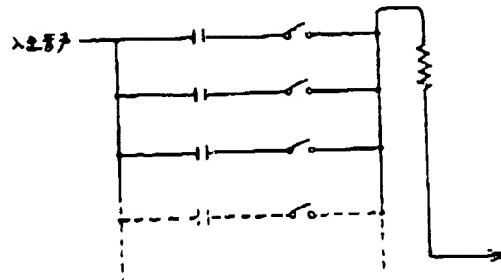
出願人 ヤイコーエフソン株式会社

代理人 弁護士 上 柳 雅 彦（第1名）



第 1 図

有開平 2-97200 (4)



第 2 圖

TOKUKAIIIEI H02-97200**The practical example**

Preferred embodiment of the present invention will be explained in detail.

Fig.1 is the block diagram of the invention (Electric hearing device).

Filter circuit 5 is made up of the circuit which has the condenser and the resistance and its control unit 6. The waveform data of the inputted sound was corrected by the time constant transition induced from the combination of a great variety of capacities of condenser and the level of resistance. Only the most frequent waveform data among several waveforms is outputted as the input sound in this circuit. Also, the filter circuit 5 has the filter which cuts the specific frequency (Low pass filter or High pass filter etc.)

These filters can control the characteristic regulated by the programming of the filter control unit 6 with the level of the hearing aid user's hearing level, the condition and the environment. For example, if the environment of the hearing aid user is very noisy place, the filter is changed to the other filter which has the program to cut the noise. If the environment of hearing aid user is changed, there is the adequate filter for the environment. The filter control unit is able to retransmit the program from outside.

The speech recognition unit 2 is the circuit which digitalizes analog sound signals specified by filter 5 and recognizes the sound after comparing and picking up of data of precdently equipped phoneme ROM A.

After the analog sound signal outputted from the filter is converted to the digital signal through A/D converter 7, it is converted to the spectrum information for each sample by BPF (Band Pass Filter).

In this spectrum information, the difference of intensity of inputted pronunciation is diminished (Power normalization). The start and finish of inputted sound which is judged as the sound is outputted after sound-nonsound judgement and spectrum normalization.

The digital data which is made by these processes is compared with the contents of phoneme ROM A at the checking circuit after inputting to

the detector circuit 10 which emits pulse if the data contents are changed. If it fits, the consistent signal outputs prohibition circuit 14 and the synthesized address control circuit 12.

Speech synthesis unit 3 is the circuit which converts sound data from speech synthesis unit to data of phoneme ROM B which has digitalized sound data, speech synthesizes it and outputs it.

The pulse which indicates the information of the change of data content from above mentioned detector circuit 10 is inputted to reset terminal at the address control circuit 12. Because it resets the address control circuit 12 each time inputted sound is changed, the address control circuit 12 outputs programmed address to synthesize address control circuit and phoneme ROM A. The phoneme ROM A outputs to address data checking circuit appointed by the address control circuit one after another. The synthesize address control circuit 13 which gets address appointed by address control circuit 12 clears the address content in sync with the clock if the consonance signal does not come from the checking circuit, and outputs the address contents to the phoneme ROM B in sync with the clock if the consonance signal comes. The phoneme ROM B is programmed so that address data appointed by synthesize control unit is sent to the prohibition circuit 14 when the address is inputted from the synthesize control circuit. In this time, the data is outputted to the D/A converting circuit 15 because the prohibition circuit 14 is opened by the receiving the consonance signal from the checking circuit.

The data which is the voltage level after becoming analog data by the D/A converting circuit becomes smooth waveform through low pass filter 16, is amplified by amplifier unit, and is outputted as the sound from the speaker. This system can use the vibrator instead of speaker (Bone-conduction system).

The above-mentioned phoneme ROM B is installed or exchanged in accordance with hearing aid user's the level of hearing impaired, the symptom, and the environment. The programmed data in phoneme ROM has the sound data emphasized the upper register or the data is changed to the sound data emphasized the upper register.

The phoneme ROM B can be the RAM which is able to change the program in accordance with the hearing aid user's the level of hearing impaired, the symptom, the environment

Brief Description of the Drawings

Fig.1 is the block diagram of the electric hearing device

Fig.2 is the circuit diagram of filter circuit of the electric hearing device.